



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“MONITOREO DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN DE  
MANERA INALÁMBRICA CON VISUALIZACIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA  
MEDIANTE JAVA”

INFORME DE MATERIA DE GRADUACIÓN

PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y  
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL

Presentado por

DANIEL ISRAEL CARRIEL PRIETO

MIGUEL ANGEL MORA PACHECO

Guayaquil – Ecuador  
2015

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios por la fortaleza que nos dio para enfrentarnos a dificultades que se nos presentaron en el camino, a nuestros padres, demás familiares por su apoyo incondicional en nuestra carrera universitaria , a nuestros maestros en especial al Ing. Miguel Yapur por sus enseñanzas, consejos y colaboración en la realización de este proyecto.

## **DEDICATORIA**

A nuestros padres por sus  
esfuerzos, su apoyo incondicional  
y sus consejos

## TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN



---

Ing. Miguel Yapur, M.Sc.

PROFESOR DE LA MATERIA DE GRADUACIÓN



---

Ing. Carlos Salazar, M.Sc.

PROFESOR DELEGADO POR LA UNIDAD ACADÉMICA

## DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad del contenido de este Informe de Materia de Graduación, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL".

(Reglamento de Graduación de la ESPOL).



Daniel Israel Carriel Prieto



Miguel Angel Mora Pacheco.

## RESUMEN

En este proyecto se ha desarrollado un sistema de electrocardiografía inalámbrico, que monitorea las señales eléctricas del corazón, con la finalidad de facilitar la conexión del paciente con un computador portátil.

La visualización de las señales se la realiza a través del software Java, el cual debe ser instalado, para mayor comodidad del cardiólogo, en una computadora portátil, que puede ser desplazada hasta cien metros de distancia del paciente.

Su utilización facilitaría el trabajo del cardiólogo, sin embargo el elevado costo del mismo hace que en muchas ocasiones sea imposible su adquisición. Por esta razón el propósito del proyecto es diseñar un dispositivo de bajo costo, utilizando la tecnología de los micro-controladores y de las antenas XBee.

# ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO .....	ii
DEDICATORIA.....	iii
TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN .....	iv
DECLARACIÓN EXPRESA .....	v
RESUMEN .....	vi
ÍNDICE GENERAL.....	vii
SIMBOLOGÍA.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xi
ÍNDICE DE TABLAS .....	xiii
INTRODUCCIÓN .....	xiv
CAPÍTULO 1.....	1
ESPECIFICACIONES GENERALES.....	1
1.1 Anatomía del corazón .....	1
1.2 Actividad celular del corazón .....	3
1.3 Generación y conducción de los impulsos eléctricos del corazón.....	4
1.4 Derivaciones en el plano coronal.....	6

1.4.1	Derivaciones Bipolares.....	6
1.4.2	Derivaciones Unipolares.....	9
1.5	Onda cardiaca .....	11
CAPÍTULO 2.....		13
OBTENCIÓN Y TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EKG.....		13
2.1	Elección de los elementos a utilizar .....	13
2.2	Aislamiento eléctrico .....	15
2.3	Electrodo de la pierna derecha (Referencia) .....	17
2.4	Amplificador de Instrumentación.....	18
2.5	Filtrado Analógico .....	21
2.5.1	Filtro Activo Pasa-Altos y Pre amplificación.....	22
2.5.2	Filtro Activo Pasa-Bajos.....	26
2.5.3	Filtro Notch. ....	28
2.5.4	Amplificación Final.....	30
CAPÍTULO 3.....		32
ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EKG Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA .....		
CON EL COMPUTADOR.....		32
3.1	Digitalización de la señal.....	32
3.2	Módulos inalámbricos XBee .....	34

3.3	Comunicación serial entre el módulo Xbee serie 1 y la PC .....	35
3.4	Software utilizado para visualizar la señal cardiaca.....	36
3.5	Breve introducción a NetBeans IDE .....	37
3.6	Librerías y paquetes usados en la programación .....	38
3.7	Instrucciones utilizadas en la programación de Java.....	39
CAPÍTULO 4.....		40
ANÁLISIS Y RESULTADOS.....		40
4.1	Procedimiento para la adquisición de la señal cardiaca .....	40
4.2	Resultados obtenidos .....	42
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		47
ANEXOS.....		50
BIBLIOGRAFÍA.....		61

## SIMBOLOGÍA

<b>SÍMBOLO</b>	<b>SIGNIFICADO</b>
C	Capacitor
D	Diodo
F <sub>c</sub>	Frecuencia de Corte
f <sub>L</sub>	Frecuencia de Corte de Filtro Pasa-Altos
f <sub>H</sub>	Frecuencia de Corte de Filtro Pasa-Bajos
A <sub>v</sub>	Ganancia de Voltaje
Hz	Hertz
KΩ	Kilo-Ohmios
μF	Micro-Faradio
Ms	Mili-segundos
MΩ	Mega-Ohmios
Ω	Ohmio
Π	Pi
R	Resistor
V	Voltio

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura1.1: Anatomía del corazón .....	2
Figura1.2: Actividad eléctrica del corazón .....	4
Figura1.3: Triángulo de Einthoven .....	6
Figura1.4: Derivaciones Bipolares .....	7
Figura1.5: DI .....	7
Figura1.6: DII .....	8
Figura1.7: DIII .....	8
Figura1.8: Derivaciones Unipolares .....	9
Figura1.9: aVR.....	10
Figura1.10: aVL .....	10
Figura1.11: aVF .....	11
Figura1.12: Onda Cardiaca.....	11
Figura2.1: Electrodo.....	14
Figura2.2: Aislamiento Eléctrico.....	16
Figura2.3: Electrodo de la pierna derecha.....	17
Figura2.4: Amplificador de Instrumentación.....	18
Figura2.5: AD620AN.....	19
Figura2.6: Esquema Interno AD620AN.....	20
Figura2.7: Filtro Pasa-Altos.....	22
Figura2.8: Pre Amplificación.....	24
Figura2.9: Filtro Activo Pasa-Bajos.....	26

Figura2.10: Filtro Notch.....	29
Figura2.11: Amplificación Final.....	30
Figura3.1: Módulo M.E I&T 04 .....	32
Figura3.2: Proceso de Digitalización.....	34
Figura3.3: Módulo XBee S1 .....	35
Figura3.4: Logo de java .....	37
Figura3.5: Ícono de Netbeans IDE.....	37
Figura4.1: Colocación de Electroodos .....	41
Figura4.2: Colocación de cables electrocardiográficos.....	42
Figura4.3: DI (Osciloscopio).....	43
Figura4.4: DI (Java) .....	43
Figura4.5: DII (Osciloscopio).....	44
Figura4.6: DII (Java) .....	45
Figura4.7: DIII (Osciloscopio).....	46
Figura4.8: DIII (Java) .....	46

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1</b>	Instrucciones Utilizadas en la Programacion de Java. ....	39
----------------	---	----

## INTRODUCCIÓN

El proyecto consiste en el diseño e implementación de un electrocardiógrafo, cuya señal cardíaca será transmitida inalámbricamente a través de antenas XBee con una cobertura de cien metros cuadrados y visualizadas en un computador mediante el software Java.

La primera parte del proyecto consta de un sistema, que es el encargado de amplificar la señal cardíaca y filtrarla, evitando posibles ruidos, donde finalmente se agrega un nivel de offset, el cual ajusta la señal para la siguiente etapa.

En la segunda etapa del proyecto las señales analógicas serán convertidas en datos binarios, por medio del convertidor analógico digital (ADC), que está integrado en el PIC 16F886, para así poder ser transmitidas inalámbricamente.

En la etapa final los datos son transmitidos a través de un sistema XBee, compuesto por dos módulos: una antena de transmisión y otra de recepción. Una vez recibidos los datos, la antena de recepción los enviará por medio de un cable serial al computador, donde la señal cardíaca podrá ser decodificada y visualizada a través del software Java.

# **CAPÍTULO 1**

## **ESPECIFICACIONES GENERALES**

### **1.1 Anatomía del corazón**

El corazón, se encuentra ubicado en medio del tórax conocido como Mediastino, entre los dos pulmones, encima del diafragma y por delante de la columna vertebral. Es un órgano muscular que bombea la sangre por todo el cuerpo.

El corazón se compone de dos cavidades superiores llamadas aurículas, y dos cavidades inferiores llamadas ventrículos. Una pared delgada membranosa llamada tabique interauricular, que separa entre sí la aurícula izquierda a partir de la derecha, mientras que una pared muscular gruesa, denominada tabique interventricular divide la cámara ventricular izquierda desde la derecha.

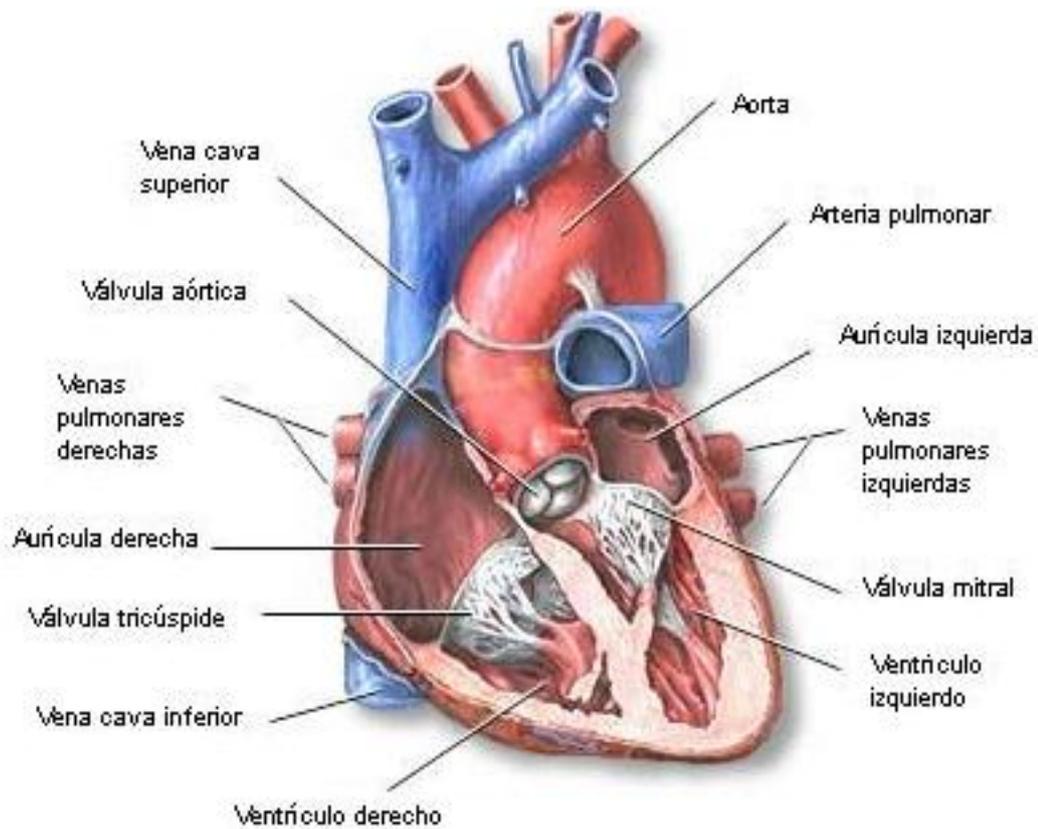


Figura1.1: Anatomía del corazón

Obtenido de: <http://www.electrocardiografia.es/>

Las aurículas y ventrículos están relacionados a través de una válvula, que toma el nombre de Tricúspide si están vinculadas del lado derecho y Mitral si se comunican del lado izquierdo. La aurícula derecha recibe la sangre pobre en oxígeno del cuerpo, a través de las venas cava superior e inferior y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea a los pulmones, sitio donde se oxigena y del que pasa a la aurícula izquierda.

A partir de aquí la sangre se dirige al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha terminando el ciclo cardíaco.

La contracción de los ventrículos se conoce como sístole, mientras que la relajación de los ventrículos para recibir la sangre se llama diástole.

El ventrículo izquierdo tiene típicamente una pared muscular de aproximadamente tres veces tan gruesa como la del ventrículo derecho, debido a la mayor carga de trabajo para hacer circular la sangre al resto del cuerpo, en comparación con la que se requiere para hacer circular la sangre a los pulmones.

## **1.2 Actividad celular del corazón**

Las sales minerales que están en cantidades considerables en el cuerpo son: Sodio ( $\text{Na}^+$ ), Potasio ( $\text{K}^+$ ) y Cloro ( $\text{Cl}^-$ ), en estado de reposo la membrana celular no permite el paso de  $\text{Na}^+$ , pero si transitan libremente el Potasio y el Cloro, debido a que en el interior de la célula existe una mayor concentración de iones de potasio con respecto al exterior celular y la concentración de cargas se produce un potencial llamado "Potencial de Reposo" que se encuentra alrededor de los -70 mV.

Por otro lado si al activarse la célula cardiaca empieza a despolarizarse, esto ocurre por el cambio repentino en la permeabilidad de la membrana celular a los iones potasio y sodio, a través de los canales rápidos de sodio se produce una entrada masiva de este ion al exterior de la célula y una salida del ion potasio, provocando la positivización del potencial eléctrico en el interior de la célula ; este crecimiento del potencial eléctrico ocurre hasta alcanzar un potencial de umbral, cuando se alcanza este nivel se produce la despolarización integral de la célula cardiaca alcanzando el potencial denominado "Potencial de Acción que se encuentra alrededor de los -20 mV.

### 1.3 Generación y conducción de los impulsos eléctricos del corazón

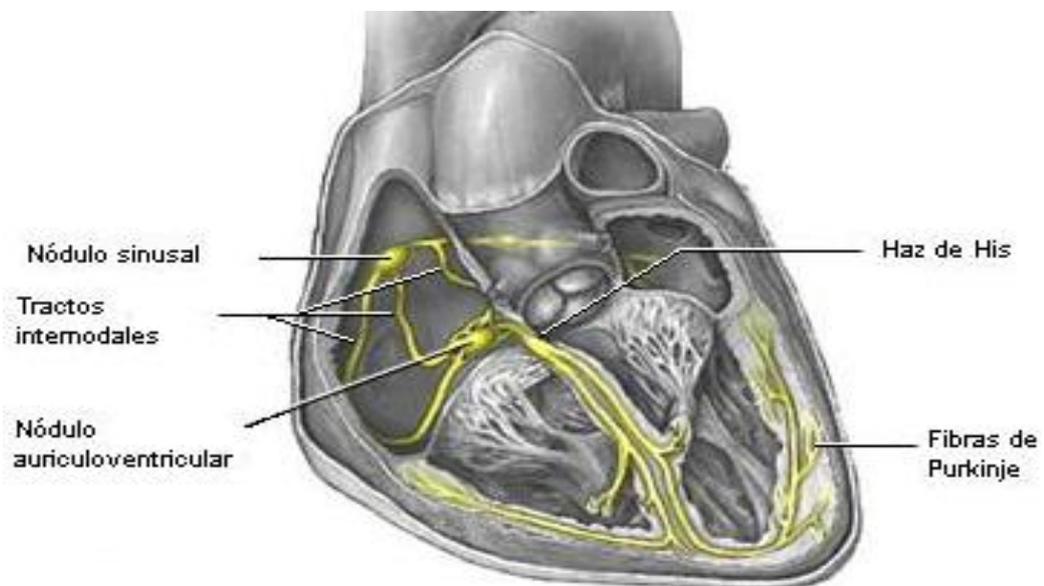


Figura1.2: Actividad eléctrica del corazón

Obtenido de: <http://www.electrocardiografia.es/>

Los impulsos eléctricos son los encargados que el corazón se contraiga, estos impulsos se generan en el nodo sinusal (S-A) o marcapasos natural, que se encuentra en la pared superior de la aurícula derecha, cerca de la entrada de la vena cava superior. El nodo S-A es una red de células que presenta automaticidad es decir, poseen la propiedad para generar periódicamente un impulso eléctrico, incluso en la ausencia de un estímulo externo.

El nódulo S-A genera potenciales de acción a una frecuencia mayor que los otros tejidos cardíacos proporcionados de automatismo, es el nódulo S-A el que marca el ritmo cardíaco dado.

El aumento de la velocidad para la generación del impulso eléctrico y la ralentización pueden ser modificada por la estimulación simpática y parasimpática. El impulso eléctrico a partir del nódulo S-A se extiende por medio del miocardio de la aurícula derecha, produciendo su contracción, además las vías de conducción internodales llevan el impulso a partir del nodo S-A al nodo A-V. La velocidad de propagación del impulso eléctrico en el nodo A-V es más lento para dar tiempo a un llenado perfecto durante la contracción auricular, luego el impulso viaja al haz de His, donde se distribuye a todas las fibras de Purkinje.

## 1.4 Derivaciones en el plano coronal

Se recolecta la actividad eléctrica por medio de los electrodos que son ubicados en posiciones específicas distintas sobre la superficie corporal de una persona, a este proceso se lo conoce como derivaciones y en el diagnóstico se utilizan varios de estos clasificándolas en derivaciones de tipo unipolares y bipolares creadas por Willen Einthoven.

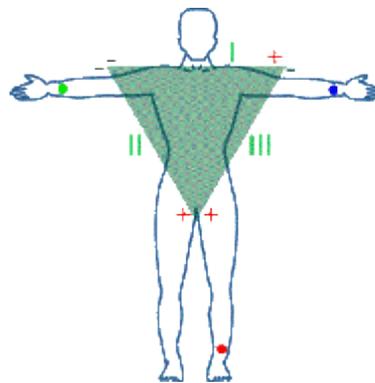


Figura1.3: Triángulo de Einthoven

### 1.4.1 Derivaciones Bipolares

Para la captación de las señales cardíacas se deben ubicar cuatro electrodos de la siguiente manera: uno en el brazo derecho (RA), otro en el brazo izquierdo (LA), uno en la pierna izquierda (LL) y por último en la pierna derecha (RL). Estas primeras derivaciones se denominan DI, DII, y DIII.

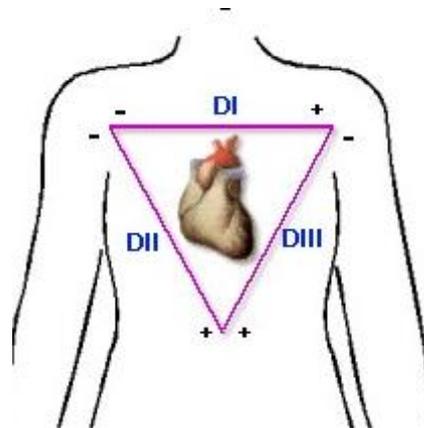


Figura1.4: Derivaciones Bipolares

## D1

Es la diferencia de potencial entre los electrodos ubicados en la extremidad superior izquierda y la extremidad superior derecha.

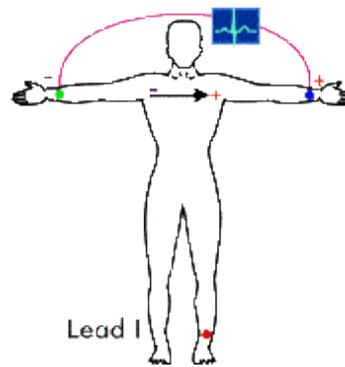


Figura1.5: D1

## DII

Es la diferencia de potencial entre los electrodos ubicados en la extremidad inferior izquierda y la extremidad superior derecha.

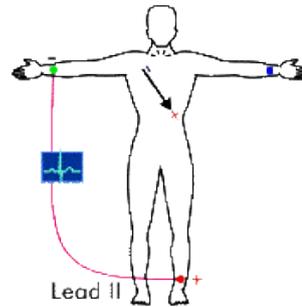


Figura1.6: DII

## DIII

Es la diferencia de potencial entre los electrodos ubicados en la extremidad inferior izquierda y la extremidad superior izquierda.

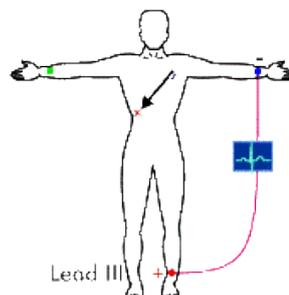


Figura1.7: DIII

## 1.4.2 Derivaciones Unipolares

Sirven para registrar las variaciones eléctricas de potencial en un punto del cuerpo (extremidades superior derecha e izquierda y la extremidad inferior izquierda) con relación a otro punto cuya actividad eléctrica no cambia durante la contracción cardiaca. Las derivaciones unipolares pueden ser aVR, aVL y aVF.

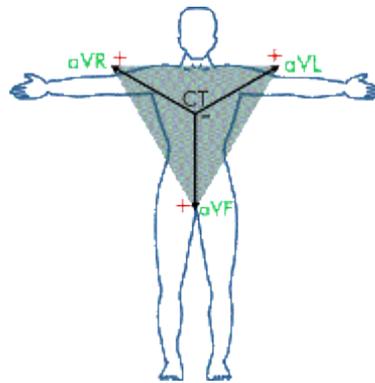
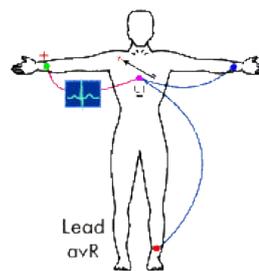


Figura1.8: Derivaciones Unipolares

### ***aVR***

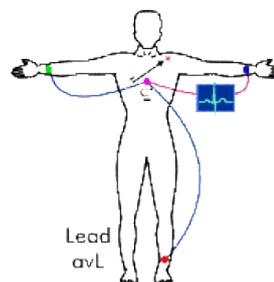
Se ubica el electrodo positivo en la extremidad superior derecha y el electrodo negativo en la extremidad superior izquierda más la extremidad inferior izquierda.



**Figura1.9: aVR**

### ***aVL***

Se ubica el electrodo positivo en la extremidad superior izquierda y el electrodo negativo en la extremidad superior derecha más la extremidad inferior izquierda.



**Figura1.10: aVL**

### ***aVF***

Se ubica el electrodo positivo en la extremidad inferior izquierda y el electrodo negativo en la extremidad superior derecha e izquierda.

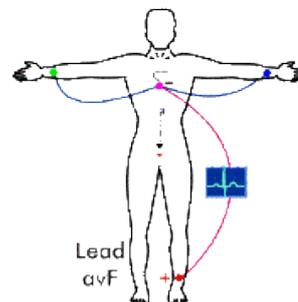


Figura1.11: aVF

## 1.5 Onda cardiaca

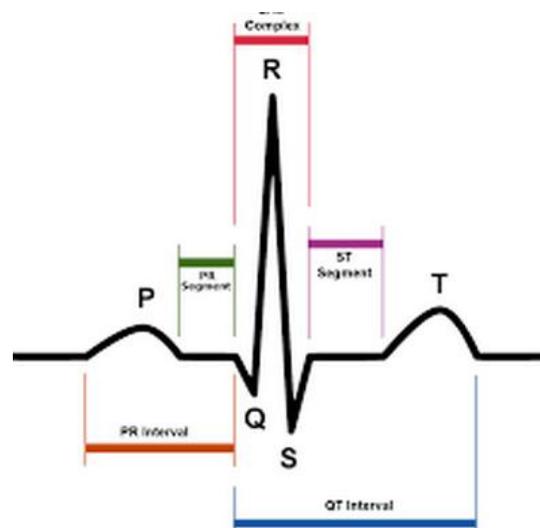


Figura1.12: Onda Cardiaca

Obtenido de: <http://www.esacademic.com>

La onda P: Indica que las corrientes iónicas salen del nodo S-A y están viajando a las aurículas.

Complejo Q-R-S: El complejo Q-R-S es la contracción repentina de los ventrículos.

Onda T: Señala el relajamiento Ventricular

Zona J: Muestra la zona peligrosa para el ingreso de corrientes externas, porque probablemente el corazón pierda sincronismo

## **CAPÍTULO 2**

### **OBTENCIÓN Y TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EKG**

#### **2.1 Elección de los elementos a utilizar**

Los circuitos analógico y digital serán alimentados por baterías de 9V cumpliendo con las normas de seguridad que propone la AAMI.

Se usan 2 baterías de 9V, para adquirir los +9V y -9V, para alimentar el amplificador de instrumentación y los amplificadores operacionales, los cuales operan en este rango de alimentación de entrada.

El circuito digital funciona con +5V, el cual se adquiere a partir de los +9V de la batería, utilizando un regulador de voltaje que en este caso es el integrado LM7805, estos +5V alimentarán el micro controlador y las antenas de transmisión y recepción.

Para obtener la señal electrocardiográfica se debe pasar por algunas etapas, como aislamiento eléctrico, pre amplificación, filtrado,

acoplamiento de señal y amplificación final. Además se debe contar con los elementos adecuados y los más precisos posibles para la correcta obtención de la señal, después de haber elegido a las baterías como fuente de alimentación para el circuito, se procede a la elección de los electrodos y los cables para electrocardiografía, posteriormente se procede con el diseño de las siguientes etapas ya mencionadas anteriormente que permiten la obtención de la señal electrocardiográfica.

Una vez obtenida la señal, y mediante el adecuado tratamiento queda lista para posteriormente ser digitalizada, mejorando así la calidad de la misma, mediante un procesamiento digital a dicha señal.

## **Electrodos**

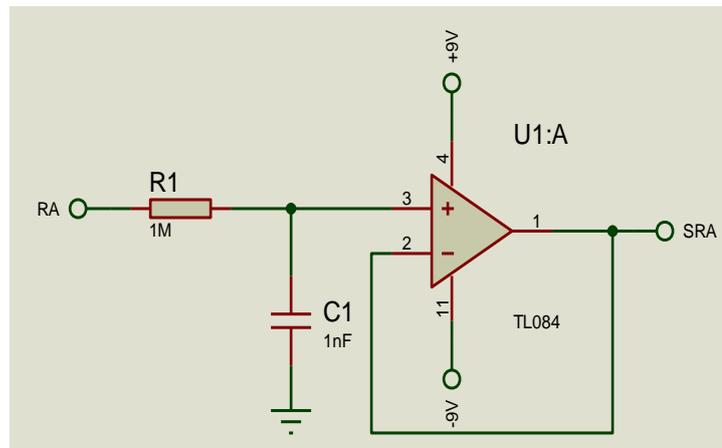


**Figura2.1: Electrodo**

El electrodo es un terminal metálico que sirve de interfaz entre el cuerpo humano y el electrocardiógrafo; los electrodos son un punto de contacto eléctrico que convierten potenciales iónicos en corriente eléctrica y viceversa, lo cual resulta de simples reacciones químicas, como la oxidoreducción, las cuales suceden cuando un metal entra en contacto con un electrolito, los iones metálicos entran en la solución, y los iones del electrolito se combinan con los electrones metálicos, obteniéndose como resultado una distribución de cargas, que se lo denomina “potencial de media celda o potencial característico de equilibrio”, cuando no circula corriente por el electrodo.

## **2.2 Aislamiento eléctrico**

Mediante el diseño de un filtro pasivo RC podremos proteger al circuito de interferencias electromagnéticas, en la implementación del circuito utilizamos un seguidor de tensión el cual tiene una impedancia de entrada alta y una impedancia de salida baja, lo cual es muy beneficioso en nuestro caso ya que con una alta impedancia de entrada mantendremos la señal a la salida lo más original posible, y con una baja impedancia de salida vamos a obtener la mejor transferencia de energía y eficiencia del amplificador, el seguidor de tensión fue implementado con el integrado TL084, el cual posee entradas J-FET de alta impedancia de entrada .



**Figura2.2: Aislamiento Eléctrico**

El filtro de entrada es un filtro pasivo RC pasa-bajos que como mencionamos anteriormente impide interferencias electromagnéticas, cuya frecuencia de corte es de de 160 Hz, esto implica que este circuito solo va a dejar pasar frecuencias menores a 160 Hz, además para evitar que circulen hacia el paciente corrientes parasitas se tiene que elegir una resistencia mayor a los 300K $\Omega$ , ya que la normativa AAMI restringe a 50 $\mu$ A la corriente que puede atravesar el cuerpo humano, por ese motivo elegimos una resistencia de 1M $\Omega$ .

## 2.3 Electrodo de la pierna derecha (Referencia)

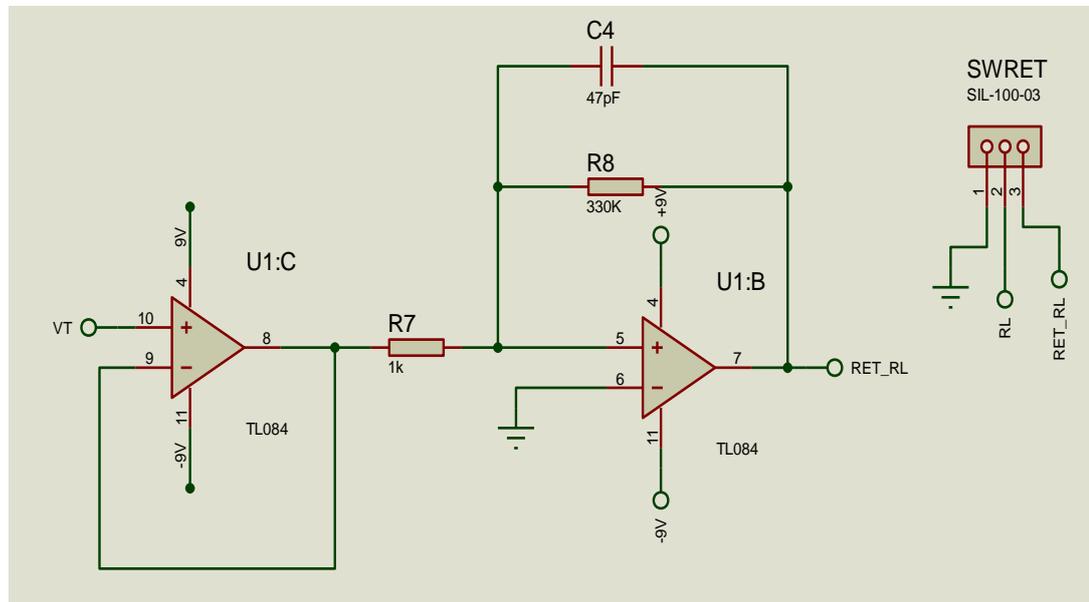
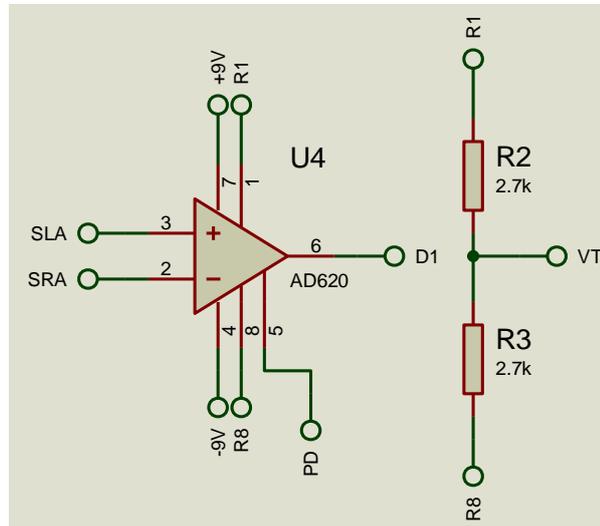


Figura2.3: Electrodo de la pierna derecha

Por medio de un jumper tenemos la opción de conectar el electrodo de la pierna derecha directamente a la tierra del circuito, y si deseamos evitar las interferencias y reducir el ruido en un grado mayor conectamos el electrodo de la pierna derecha a este circuito que consta de un seguidor de tensión y un amplificador inversor, además también se colocó un condensador en paralelo en la etapa del amplificador inversor para evitar posibles oscilaciones de la señal.

## 2.4 Amplificador de Instrumentación



**Figura2.4: Amplificador de Instrumentación**

Para esta etapa se utilizó el integrado AD620AN que es un amplificador de instrumentación que está compuesto en su interior por tres amplificadores operacionales, con el propósito principal de eliminar o rechazar la señal común, estos amplificadores de instrumentación conjuntamente con el electrodo de la pierna derecha disminuyen en gran manera el ruido presente en la señal EKG, además en esta etapa se realiza una pequeña pre-amplificación de la señal electrocardiográfica.

Las ventajas que nos ofrece un amplificador de instrumentación son las siguientes:

- Buena respuesta en frecuencia
- Impedancia de entrada alta

- Alta relación de rechazo de modo común (CMRR)
- Protección contra sobre tensiones
- Bajo voltaje de offset

## AD620AN



Figura2.5: AD620AN

Las características principales del AD620AN son las siguientes:

- Ganancia de voltaje de 1 a 1000
- Se requiere una sola resistencia para configurar la ganancia.
- Bajo consumo 1.3mA máximo.
- Amplio rango de voltaje de alimentación  $\pm 2.3V$  a  $\pm 18V$ .
- Ancho de banda 120 KHz.
- Bajo Ruido.
- Excelente desempeño en DC 50 $\mu$ V offset máximo.

Este integrado es muy utilizado en aplicaciones médicas, sobre todo en instrumentación, por este motivo y por las características mencionadas anteriormente se decidió escoger este integrado para obtener la señal electrocardiográfica.

El esquema interno del AD620AN se muestra a continuación:

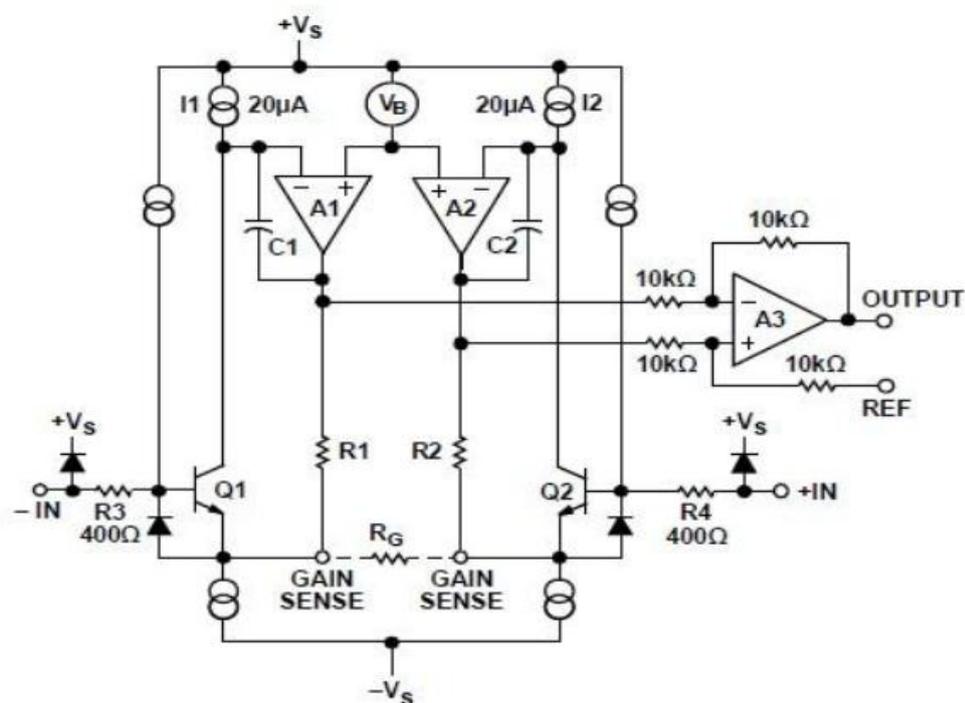


Figura2.6: Esquema Interno AD620AN

Para calcular la resistencia externa vamos a utilizar la siguiente ecuación, además se utilizara una ganancia de 10.

$$A_v = \frac{49.4K\Omega}{R_g} + 1 \quad (2.1)$$

$$10 = \frac{49.4K\Omega}{Rg} + 1$$

$$Rg = \frac{49.4K\Omega}{9}$$

$$Rg = 5488.88K\Omega$$

Este valor de resistencia no existe comercialmente, el valor más cercano que hay es de 5.4KΩ y esta fue la resistencia que se utilizó, y la ganancia con la que quedaría la etapa de pre amplificación realizada con el AD620AN es de:

$$Av = \frac{49.4K\Omega}{5.4K\Omega} + 1$$

$$Av = 10.1481$$

## 2.5 Filtrado Analógico

La señal cardiaca es de amplitud muy pequeña (desde 500μV a 5mV), la cual se encuentra inmersa dentro de otras señales que tienen una amplitud mayor pero a frecuencias diferentes, por lo que para poder registrar la señal cardiaca se debe limpiar del resto de señales que no interesan, para lograr esto se lo hace con un proceso de filtrado analógico que se lo va a detallar paso por paso.

La banda de frecuencia especificada por las normas médicas está entre los 0.05Hz y 100 Hz, en base a esta información vamos a realizar el correcto filtrado de la señal electrocardiográfica.

### 2.5.1 Filtro Activo Pasa-Altos y Pre amplificación

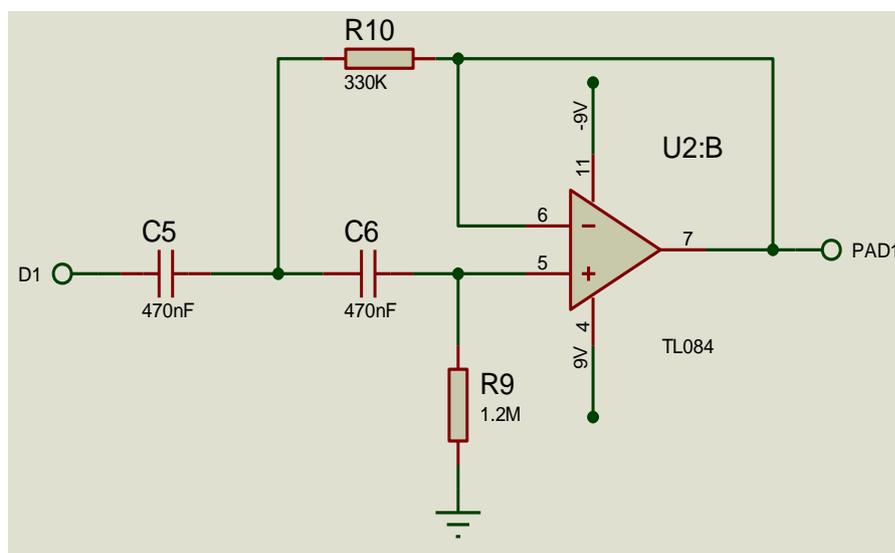


Figura2.7: Filtro Pasa-Altos

Se implementa un filtro activo pasa-altos tipo Butterworth, ya que este filtro tiene una respuesta plana en la banda de paso hasta la frecuencia de corte, es decir la salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, el cálculo de sus componentes se muestra a continuación.

$$A_v = 1$$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R9}{R10}} \quad (2.2)$$

$$fp = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R9R10}} \quad (2.3)$$

$$fc = \frac{fp}{kc} \quad (2.4)$$

El filtro activo pasa-altos Butterworth tiene parámetros establecidos tales como:

$$Q = 0.707 \quad kc = 1$$

$$fc = fp$$

Con estas ecuaciones y datos ya podemos calcular los componentes del filtro activo pasa-altos, pero para esto debemos también imponer el valor de  $R2=330K\Omega$ , además establecer como la frecuencia de corte  $fc = 0.5$  Hz.

$$0.707 = 0.5 \sqrt{\frac{R9}{330K\Omega}}$$

$$R9 = 659800.68\Omega$$

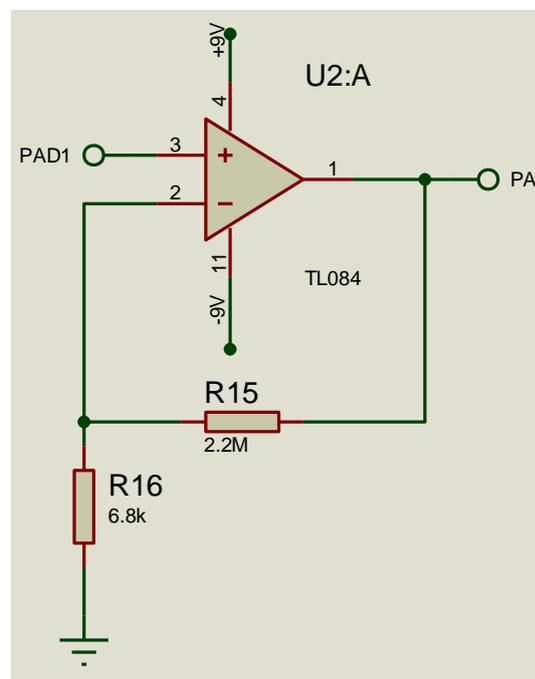
$$0.5 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(659800.68\Omega) * (330000\Omega)}}$$

$$C = 682.16nF$$

Los valores comerciales de resistencias y capacitores que se eligieron son los siguientes:  $C = 470\text{nF}$ ,  $R_9 = 1.2\text{M}\Omega$ ,  $R_{10} = 330\text{K}\Omega$ , por lo tanto recalculando, la frecuencia de corte exacta será:

$$f_p = \frac{1}{2\pi * 470\text{nF} \sqrt{(1.2\text{M}\Omega) * (330\text{K}\Omega)}} = 0.53\text{Hz}$$

Esto quiere decir que este filtro dejara pasar todas las frecuencias mayores a  $0.53\text{Hz}$ , y rechazara todas las frecuencias menores a  $0.53\text{Hz}$ .



**Figura2.8: Pre Amplificación**

Este circuito representa la pre amplificación que se realiza después del filtro activo pasa-altos, utilizando un amplificador operacional en configuración de amplificador no inversor, para obtener los valores de los elementos del preamplificador se impone la ganancia que queremos obtener; en este caso una ganancia de 325, imponemos  $R_{15} = 2.2M\Omega$ , quedando el cálculo de la siguiente manera:

$$A_v = 1 + \frac{R_{15}}{R_{16}} \quad (2.5)$$

$$325 = 1 + \frac{2.2M\Omega}{R_{16}}$$

$$R_{16} = 6790.12\Omega$$

El valor comercial de  $R_{16}$  más próximo al valor calculado es de  $6.8K\Omega$ , recalculando el valor de la ganancia con los valores comerciales de resistencias queda de la siguiente manera:

$$A_v = 1 + \frac{2.2M\Omega}{6.8K\Omega}$$

$$A_v = 324.53$$

## 2.5.2 Filtro Activo Pasa-Bajos

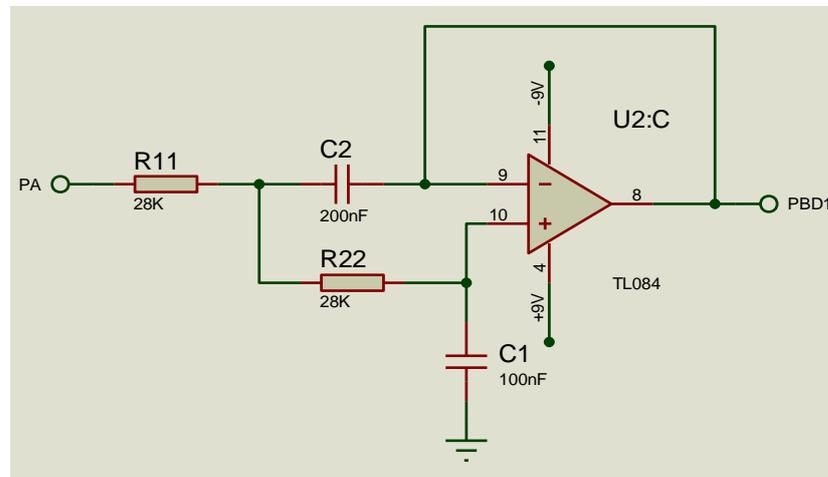


Figura2.9: Filtro Activo Pasa-Bajos

Se diseña de igual manera un filtro activo pasa-bajos de segundo orden tipo Butterworth, los componentes se calculan de la siguiente manera:

$$Av = 1$$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{C2}{C1}} \quad (2.6)$$

$$fp = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C1C2}} \quad (2.7)$$

$$fc = kc * fp \quad (2.8)$$

El filtro activo pasa-bajos Butterworth tiene parámetros establecidos tales como:

$$Q = 0.707, \quad kc = 1$$

$$fc = fp$$

Con estas ecuaciones y datos ya podemos calcular los componentes del filtro activo pasa-bajos, pero para esto debemos también imponer el valor de  $C1 = 100nF$ , además establecer como la frecuencia de corte  $fc = 40 \text{ Hz}$ .

$$0.707 = 0.5 \sqrt{\frac{C2}{100nF}}$$

$$C2 = 199.94nF$$

$$40 = \frac{1}{2\pi R \sqrt{(100nF) * (199.94nF)}}$$

$$R = 28139.1\Omega$$

Estos valores de R Y C2 no existen comercialmente, los valores más cercanos que hay para C1, C2 y R son 100nF, 200nF y 28KΩ respectivamente, por lo tanto la frecuencia de corte exacta será:

$$fp = \frac{1}{2\pi * 28K\Omega \sqrt{(100nF) * (200nF)}}$$

$$fc = 40.1927Hz$$

Esto quiere decir que este filtro dejara pasar todas las frecuencias menores a 40.1927Hz, y rechazara todas las frecuencias mayores a 40.1927Hz.

La frecuencia de operación que resulta de la combinación del filtro pasa-bajos con el filtro pasa-altos es de 0.53Hz a 40.19Hz, esto quiere decir que estos filtros solo van a dejar pasar señales dentro de este rango de frecuencia.

### **2.5.3 Filtro Notch**

Es necesario también construir un filtro elimina banda a una frecuencia de 60 Hz, para eliminar la interferencia producida por la red eléctrica, el diseño de este filtro es muy importante ya que el cuerpo humano funciona como una antena y puede captar interferencias, y por esta razón se construye el filtro notch, para poder eliminar estas interferencias, el esquema del filtro implementado se muestra a continuación.

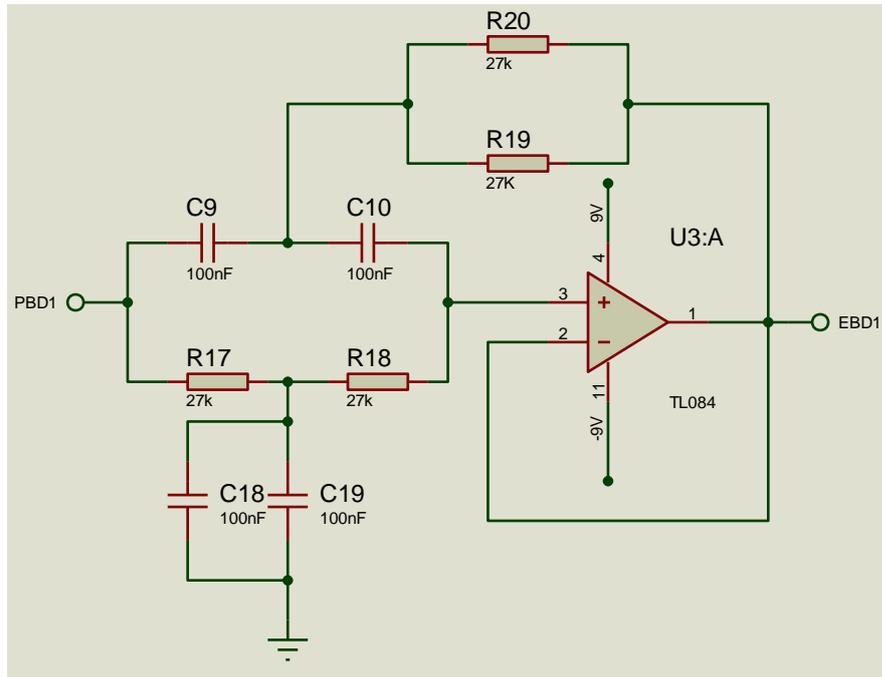


Figura2.10: Filtro Notch

Las ecuaciones para calcular los elementos del filtro son las siguientes:

$$Av = 1$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - Av} \quad (2.9)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.10)$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - 1} \quad (2.11)$$

$$Q = 0.5$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi * 27K\Omega * 100nF}$$

$$f_0 = 58.94Hz$$

### 2.5.4 Amplificación Final

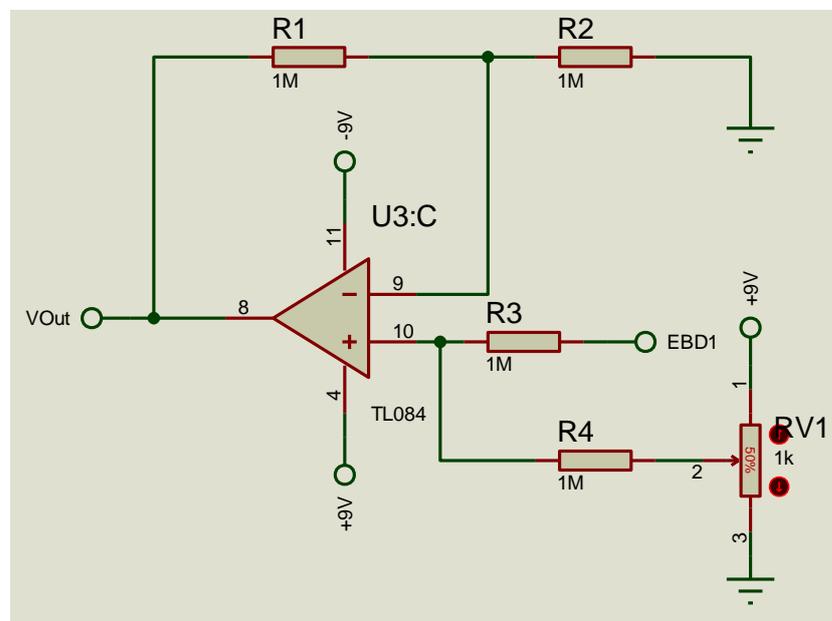


Figura2.11: Amplificación Final

Esta etapa se la implemento con un amplificador operacional en configuración de amplificador no inversor, los cálculos respectivos se muestran a continuación:

$$A_v = \frac{R_1}{R_2} + 1 \quad (2.12)$$

Se desea obtener en esta etapa una ganancia pequeña, ya que en las etapas anteriores se amplifico en gran manera la ganancia y por las normativas AAMI no se recomienda elevar exageradamente la

ganancia, por este motivo se decidió elegir una ganancia de 2, y suponer  $R1 = 1M\Omega$ .

$$2 = \frac{1M\Omega}{R2} + 1$$

$$R2 = 1M\Omega$$

A continuación mostraremos la ganancia total que se obtuvo en todas las etapas del filtrado analógico.

En la etapa de amplificación de instrumentación con el integrado AD620AN se obtuvo una ganancia de 10.1481, en la etapa de pre amplificación se obtuvo una ganancia de 324.53, y en la amplificación final se obtuvo una ganancia de 2, por lo que la ganancia total que se obtuvo es:

$$G_{Total} = 10.1481 * 324.53 * 2$$

$$G_{Total} = 6586.725$$

## CAPÍTULO 3

# ADQUISICION DE LA SEÑAL EKG Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA CON EL COMPUTADOR

### 3.1 Digitalización de la señal

La señal cardiaca de salida del circuito EKG fue digitalizada mediante la utilización del microcontrolador del módulo de entrenamiento M.E. I&T 04 y de la programación del mismo.

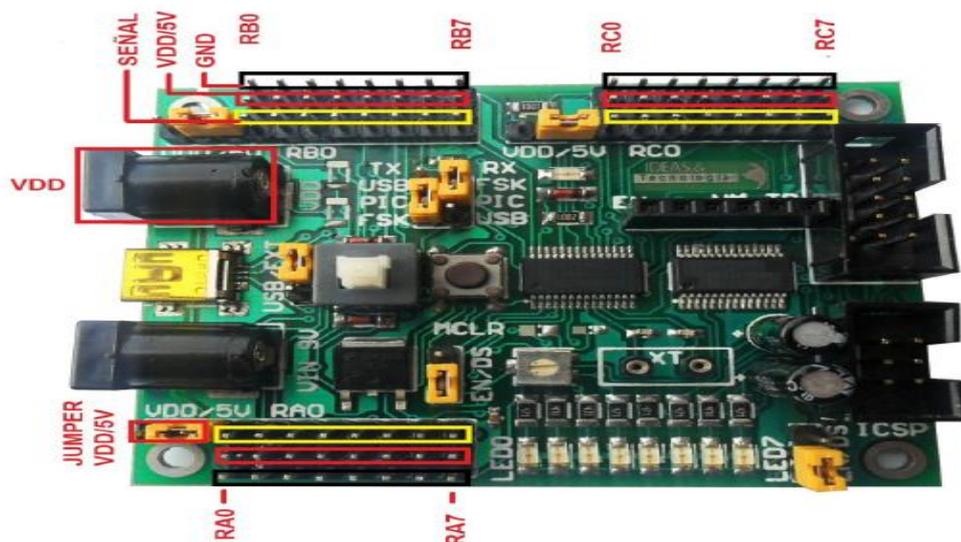


Figura3.1: Módulo M.E I&T 04

La digitalización de la señal electrocardiográfica se la realiza por medio de un proceso de conversión analógico-digital, utilizando un ADC (Analog to Digital Converter), para realizar este proceso de conversión, primeramente se debe muestrear la señal analógica, lo cual consiste en tomar diferentes muestras o valores de voltaje de la señal a una frecuencia determinada.

Para el correcto muestreo de la señal se debe considerar el criterio de Nyquist, el cual expresa lo siguiente:

“Para poder replicar con exactitud la forma de una onda es necesario que la frecuencia de muestreo sea igual o superior al doble de la máxima frecuencia a muestrear”

El siguiente paso después del muestreo de la señal es la cuantización, el cual consiste en definir un valor decimal a la amplitud de voltaje de la señal digitalizada, el último paso es codificar la señal, este proceso consiste en asignarle un código binario a los valores numéricos ya cuantizados.

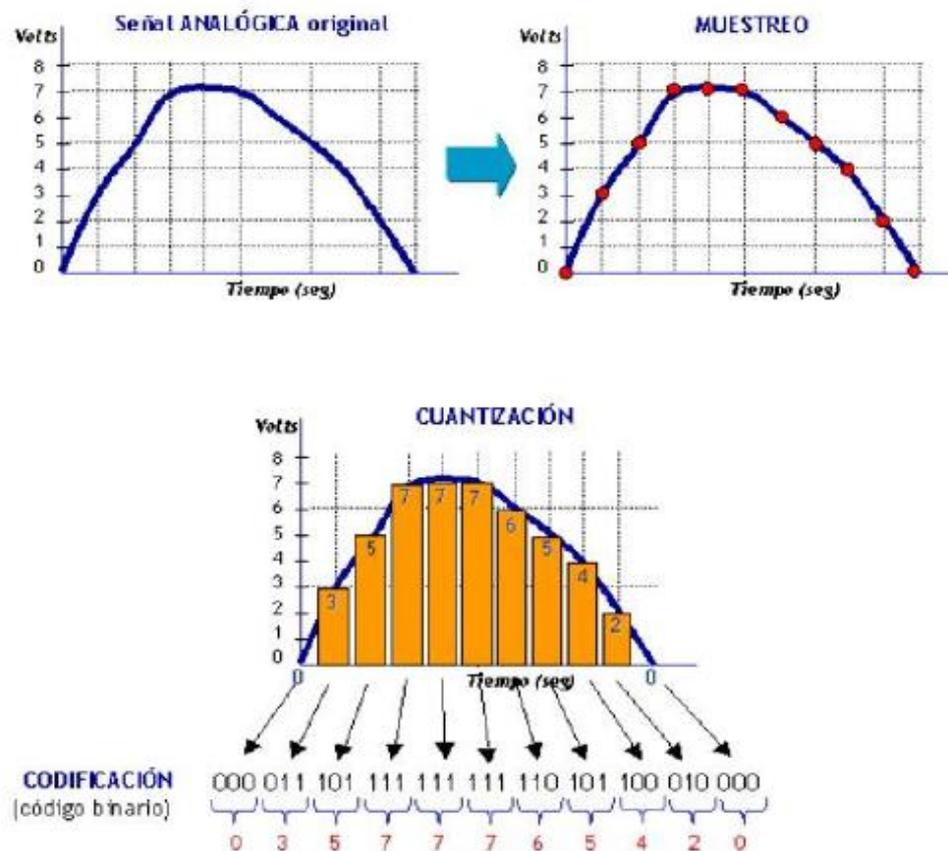


Figura3.2: Proceso de Digitalización  
Obtenido de:<http://www.eveliux.com>

### 3.2 Módulos inalámbricos XBee

Después de haber digitalizado la señal EKG procedemos a enviar esta información inalámbricamente al computador a través de los módulos XBee que son pequeños dispositivos capaces de comunicarse e interconectarse de manera inalámbrica unos con otros mediante el protocolo de comunicaciones Zigbee, basado en el estándar de

comunicaciones para redes inalámbricas IEEE\_802.15.4. Este protocolo creado por la organización Zigbee Alliance que está conformada con más de 200 grandes empresas, las comunicaciones Zigbee se realizan en la banda libre de 2.4GHz.

Existen diferentes tipos de módulos, pero los que se implementaron en la comunicación inalámbrica son los **XBee Series 1** y no necesitan ser configurados.



**Figura3.3: Módulo XBee S1**  
Obtenido de:

<http://examples.digi.com/get-started/basic-xbee-802-15-4-chat/>

### **3.3 Comunicación serial entre el módulo Xbee serie 1 y la PC**

La interfaz entre el microcontrolador que se encuentra ubicado dentro del módulo de entrenamiento M.E. I&T 04 y la PC es realizada por el protocolo UART, que es una comunicación serial asíncrona.

La transferencia de datos entre un dispositivo periférico y un computador es posible por la comunicación serial, la cual envía un bit a la vez por medio de una línea de transmisión , el encargado de enviar este bit es un transmisor y el de recibirlo es un receptor.

Existen cuatro características muy importantes para realizar la comunicación serial:

- La velocidad de transmisión en baudios.
- El número de bits de datos.
- El sentido de un bit opcional de paridad
- El número de bit de parada

### **3.4 Software utilizado para visualizar la señal cardiaca**

Java es un lenguaje de programación y una plataforma informática utilizado para varios propósitos entre ellos tenemos : comunicación entre dispositivos , diseño de páginas o imágenes y se encuentra instalado en muchos dispositivos electrónicos debido a que muchas aplicaciones y sitios web no funcionarán a menos que tenga Java, y además es un software rápido , fiable y gratuito.



**Figura3.4: Logo de java**

Obtenido de:

[http://es.wikipedia.org/wiki/Java\\_\(lenguaje\\_de\\_programaci%C3%B3n\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Java_(lenguaje_de_programaci%C3%B3n))

### **3.5 Breve introducción a NetBeans IDE**

El NetBeans es un entorno de programación formado por un conjunto de herramientas de programación (consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica), es un proyecto de código abierto para facilitar al programador el desarrollo de software, hecho primordialmente para el lenguaje de programación Java. Y además es un producto libre sin restricciones de uso y gratuito



**Figura3.5: Ícono de Netbeans IDE**

**Fuente: Escritorio de la computadora utilizada en el proyecto**

### 3.6 Librerías y paquetes usados en la programación

La librería Jssc contiene varias clases para trabajar con los puertos serie de java las cuales son utilizadas para configurar la velocidad de transmisión, definir el puerto a utilizar apertura del puerto y entre otras líneas de programación para realizar la conexión.

Las clases en netbeans son una lista encapsulada de datos y operaciones que actúan sobre los datos y un grupo de clases se le denomina paquete.

El paquete Javax.swing es muy importante porque contiene las clases necesarias para crear ventanas.

Paquete org.jfree.chart contiene Las clases principales, incluyendo JFreeChart y ChartPanel.

### 3.7 Instrucciones utilizadas en la programación de Java

Tabla 1: Instrucciones Utilizadas en la Programación de Java

Obtenido de: librerías de Java

<b>Clases</b>	<b>Significado</b>
SerialPort	Permite hacer la comunicación serial con el puerto
SerialPortException	Evita que no se caiga el programa
Jframe	Usado para realizar ventanas
ChartFactory	utilizada para la creación de algunos gráficos
ChartPanel	Utilizada para recibir notificación de los cambios a cualquier componente de la gráfica.
JfreeChart	JFreeChart coordina varios objetos para lograr su objetivo de ser capaces de dibujar un gráfico en un dispositivo de gráficos 2D de Java.
Plot	Muestra un archivo pantalla por pantalla
PlotOrientation	Se utiliza para indicar la orientación (horizontal o vertical) de una gráfica 2D
XYSeries	Representa una secuencia de cero o más elementos de datos en la forma (x, y)
XYCollection	Representa una colección de objetos XYSeries que se pueden utilizar como un conjunto de datos.

## **CAPÍTULO 4**

### **ANÁLISIS Y RESULTADOS**

#### **4.1 Procedimiento para la adquisición de la señal cardiaca**

##### **Limpieza de la piel del paciente**

Lo primero que se debe de hacer para la colocación de los electrodos es eliminar todo tipo de impurezas de la piel, grasa y demás, y esto se lo realiza con la utilización de alcohol.

##### **Colocación de los Electrodo**

Debido a que el equipo que se diseñó solo va a registrar las derivaciones bipolares solo se van a necesitar 4 electrodos distribuidos como muestra la gráfica.



**Figura4.1: Colocación de Electrodos**

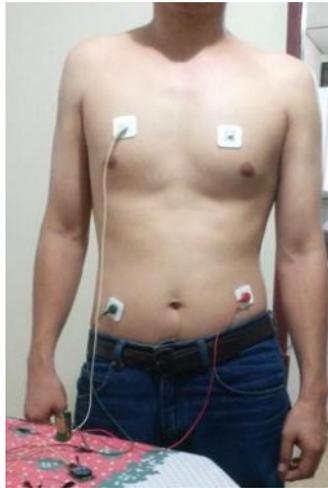
### **Colocación de los cables electrocardiográficos**

Los cables electrocardiógrafos serán colocados de acuerdo a la derivación que se desee registrar en ese momento, el cable verde siempre se debe colocar en la parte del abdomen inferior derecho, la asignación de los cables rojo y blanco la detallamos a continuación:

**DI:** Se coloca el cable blanco en la parte superior derecha del pecho, el cable rojo se coloca en la parte del abdomen superior izquierdo.

**DII:** Se coloca el cable blanco en la parte superior derecha del pecho, el cable rojo se coloca en la parte del abdomen inferior izquierdo.

**DIII:** Se coloca el cable blanco en la parte superior izquierda del pecho, el cable rojo se coloca en la parte del abdomen inferior izquierdo.



**Figura4.2: Colocación de cables electrocardiográficos**

## **4.2 Resultados obtenidos**

En las siguientes imágenes vamos a comparar las señales obtenidas directamente desde el electrocardiógrafo visualizadas con un osciloscopio y las señales que ya fueron transmitidas inalámbricamente y visualizadas en Java.

## Derivación DI

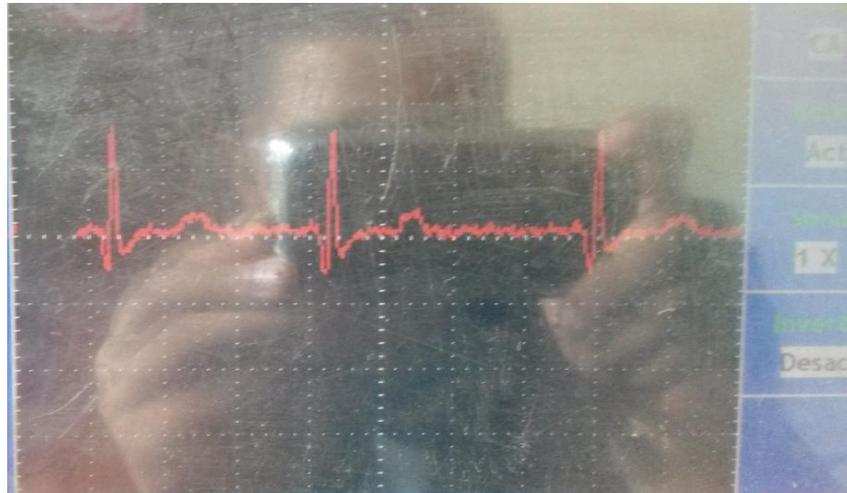


Figura4- 3: DI (Osciloscopio)

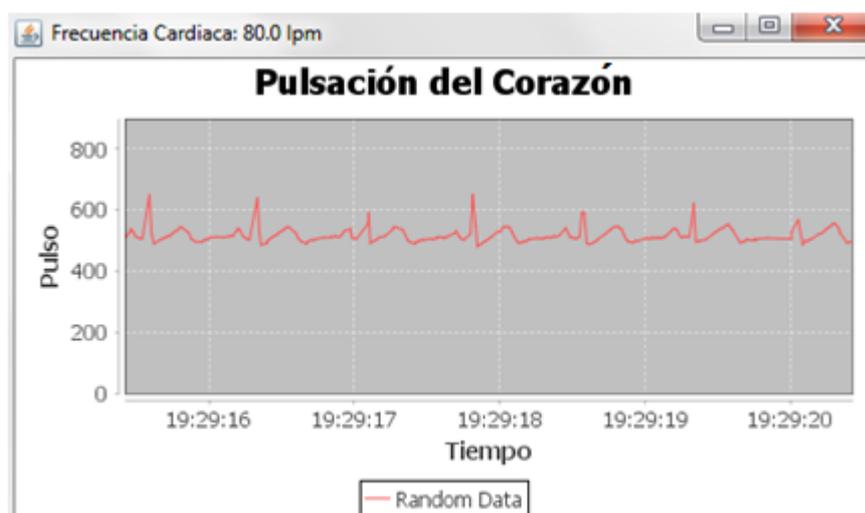


Figura4- 4: DI (Java)

## Derivación DII

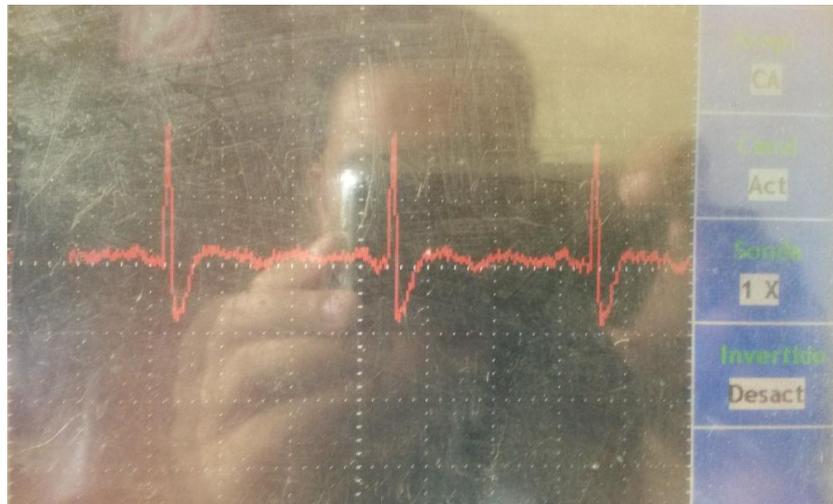


Figura4- 5: DII (Osciloscopio)

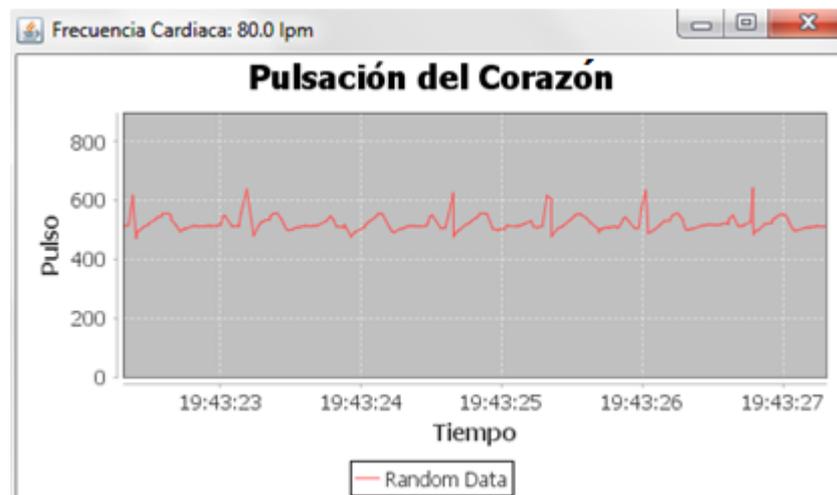


Figura4- 6: DII (Java)

## Derivación DIII

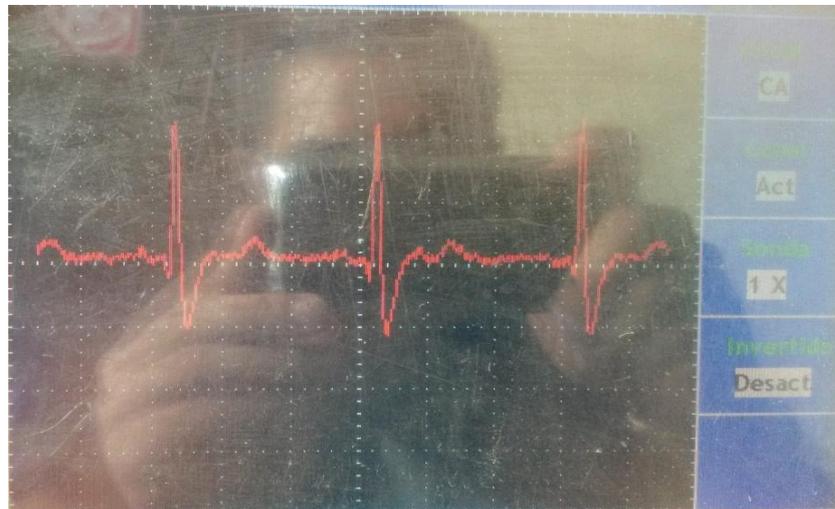


Figura4- 7; DIII (Osciloscopio)

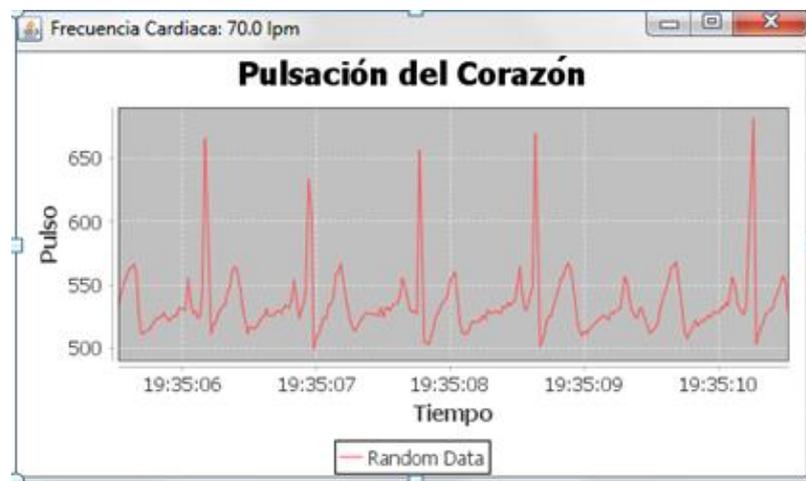


Figura4- 8: DIII (Java)

De acuerdo a las gráficas obtenidas, tanto del osciloscopio como las obtenidas inalámbricamente y visualizadas por Java, se puede notar que el margen de error es mínimo, por lo tanto se puede realizar un análisis y diagnóstico médico a partir de las señales visualizadas por el software Java.

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

Después de haber desarrollado y probado el proyecto se llegó a las siguientes conclusiones.

1. El uso de este electrocardiógrafo inalámbrico permite al cardiólogo monitorear el estado del músculo cardíaco del paciente hasta una distancia de 100 mts, lo que no es posible con otros electrocardiógrafos no inalámbricos.
2. La seguridad del paciente es posible debido al diseño de la etapa de aislamiento eléctrico y el uso de baterías y no fuentes de poder que utilizan 115v de la red eléctrica.
3. El filtrado analógico permite a la señal estar en el rango de 0.5Hz a 40Hz, lo cual evita ruidos e interferencias que están fuera de este rango y que pueden distorsionar la señal cardíaca.

4. Se implementó un filtro Notch, cuya función es evitar la frecuencia de 60 Hz, lo cual reduce la presencia de ruido causado por equipos eléctricos que estén cercanos al electrocardiógrafo.
5. Al utilizar el modulo M.E I&T 04 podemos tener encapsulado, el microcontrolador con el módulo de digitalización y el protocolo de comunicación serial, lo que minimiza el espacio físico y podemos obtener así un equipo portátil y fácil de maniobrar para el médico.
6. Con la medición de la señal cardiaca en forma inalámbrica el médico tiene mayor comodidad y facilidad para tomar decisiones sobre que procedimiento aplicar a los pacientes para mejorar su estado de salud.
7. La frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia de la señal ekg, para así obtener una fiel recepción de dicha señal.

Después de haber desarrollado y probado el proyecto se llegó a las siguientes recomendaciones.

1. Asegurarse que los cables electrocardiográficos estén correctamente conectados a los electrodos, ya que una mala conexión podría ocasionar que la señal cardiaca se distorsione.
2. Realizar una buena limpieza con alcohol en las partes del cuerpo donde se va a colocar los electrodos, ya que impurezas en estas partes del cuerpo podrían causar una mala visualización de la señal cardiaca.
3. Al momento de realizar la medición de la señal cardiaca el paciente debe estar relajado y lo más quieto posible, ya que un ligero movimiento del paciente distorsionaría la señal visualizada por Java.
4. Realizar el monitoreo de la señal cardiaca a una distancia menor de 100 metros, ya que si se supera esta distancia se perdería comunicación, y no se podrá visualizar la señal.
5. Al terminar de soldar la placa del ekg se debe limpiar con diluyente los residuos e impurezas que quedan, ya que impurezas que estén en la placa pueden introducir ruido.

## **ANEXOS**

## Anexo A

### CODIGO DEL MICROCONTROLADOR

```
' *
' * Nombre de función:
' * CARDIOGRAFO
' * Descripción:
' * DIGITALIZA LA SEÑAL ANALÓGICA OBTENIDA POR EL PIN RA0
' * Y LA TRANSMITE POR PROTOCOLO DE COMUNICACION UART
' * Programadores:
' * Miguel Mora
' * Daniel Carriel
' * NOTAS:
' * Señal de entrada analógica entre valor de 0-5 voltios

program cardiografo

DIM PULSO AS WORD

DIM DATO AS STRING[4]

main:

OSCCON = %01110101      ' FRECUENCIA DE TRABAJO A 20 MHZ
PORTA = %00000000      ' ENCERA PUERTA A
```

```

PORTB = %00000000      ' ENCERA PUERTA B
PORTC = %00000000      ' ENCERA PUERTA C
TRISA = %00000001      ' ENCERA PUERTA RA0 COMO ENTRADA
TRISB = %00000000      ' ENCERA TRIS B COMO SALIDA
TRISC = %00000000      ' ENCERA TRIS C COMO SALIDA RC6
ANSEL = %00000001      ' ENCERA PUERTO COMO ENTRADA
ANALOGICA RA0
ANSELH = %00000000     ' ENCERA PUERTO B COMO E/S DIGITAL

UART1_Init(115200)

while (1)
    PULSO = Adc_Read(0)    'Lectura De Valor De Voltaje Analógico
    WordToStr(PULSO,DATO)  'Conversión De Dato Analógico A Texto
    WordToStrWithZeros(PULSO,DATO)
    UART1_Write_Text(DATO) 'Transmisión De Dat0 Digitalizado
    UART1_Write(0x0d)
    UART1_Write(0x0a)
    Delay_10ms            'Retardo Para Evitar Saturación De Puerto Usb
wend
end.

```

## Anexo B

### CODIGO DE JAVA

```
/*  
  
 * To change this license header, choose License Headers in Project Properties.  
  
 * To change this template file, choose Tools | Templates  
  
 * and open the template in the editor.  
  
*/  
  
import java.awt.BorderLayout;  
  
import java.awt.event.ActionEvent;  
  
import java.awt.event.ActionListener;  
  
import java.text.SimpleDateFormat;  
  
import javafx.scene.chart.PieChart;  
  
import javax.swing.JButton;  
  
import javax.swing.JPanel;  
  
import javax.xml.crypto.Data;  
  
import jssc.SerialPort;  
  
import jssc.SerialPortException;  
  
import org.jfree.chart.ChartFactory;  
  
import org.jfree.chart.ChartPanel;  
  
import org.jfree.chart.JFreeChart;  
  
import org.jfree.chart.axis.ValueAxis;  
  
import org.jfree.chart.plot.XYPlot;
```

```
import org.jfree.data.time.Millisecond;

import org.jfree.data.time.RegularTimePeriod;

import org.jfree.data.time.Second;

import org.jfree.data.time.TimeSeries;

import org.jfree.data.time.TimeSeriesCollection;

import org.jfree.data.xy.XYDataset;

import org.jfree.ui.ApplicationFrame;

import org.jfree.ui.RefineryUtilities;

/**
 * A demonstration application showing a time series chart where you can
 * dynamically add (random) data by clicking on a button.
 *
 */

public class Graficass extends ApplicationFrame implements ActionListener {

    /**
     * The time series data.
     */

    private TimeSeries series;

    /**
     * The most recent value added.
     */

    public double valorTest = 0;
```

```
/**  
  
 * Constructs a new demonstration application.  
  
 *  
 * @param title the frame title.  
  
 */  
  
public Graficass(final String title) {  
super(title);  
  
    this.series = new TimeSeries("Random Data", Millisecond.class);  
    final TimeSeriesCollection dataset = new TimeSeriesCollection(this.series);  
    final JFreeChart chart = createChart(dataset);  
  
    final ChartPanel chartPanel = new ChartPanel(chart);  
    final JButton button = new JButton("Add New Data Item");  
    button.setActionCommand("ADD_DATA");  
    button.addActionListener(this);  
  
    final JPanel content = new JPanel(new BorderLayout());  
    content.add(chartPanel);  
    // content.add(button, BorderLayout.SOUTH);  
    chartPanel.setPreferredSize(new java.awt.Dimension(500, 270));  
    setContentPane(content);  
    if (inicializarConexion()) {  
        System.out.println("tratando");  
    }  
}
```

```
        hiloLectura.start();

        System.out.println("Ya");
    }
}

void metodo(double factor) {
    try {
        Thread.sleep(1);
    } catch (Exception e) {
    }

    this.valorTest = factor;

    final Millisecond now = new Millisecond();

    // System.out.println("tiempo = " + now.toString());

    this.series.add(now, this.valorTest);

    // Second s= new Second(new java.util.Date("0"));
}

/**
 * Creates a sample chart.
 *
 * @param dataset the dataset.
 * @return A sample chart.
 */
private JFreeChart createChart(final XYDataset dataset) {
```

```
final JFreeChart result = ChartFactory.createTimeSeriesChart(
    "Pulsos Corazon",
    "Tiempo",
    "Pulso",
    dataset,
    true,
    true,
    false
);

final XYPlot plot = result.getXYPlot();
ValueAxis axis = plot.getDomainAxis();
axis.setAutoRange(true);
//axis.setFixedAutoRange(60000.0); // 60 seconds
// axis.setFixedAutoRange(12000.0);
// axis.setFixedAutoRange(8000.0);
axis.setFixedAutoRange(5000.0);
axis = plot.getRangeAxis();
axis.setRange(0.0, 900.0);
// axis.setRange(300.0, 950.0);

return result;
}

public void actionPerformed(final ActionEvent e) {
    if (e.getActionCommand().equals("ADD_DATA")) {
```

```

        final double factor = 0.90 + 0.2 * Math.random();

        this.valorTest = this.valorTest * factor;

        final Millisecond now = new Millisecond();

        // System.out.println("tiempo = " + now.toString());

//      Second s= new Second(new java.util.Date(new
java.util.Date().getTime()));

        // this.series.add(new Millisecond(5000,s), this.lastValue);

    }

}

/**
 * Starting point for the demonstration application.
 * @param args ignored.
 */

public static void main(final String[] args) {

    final Graficass demo = new Graficass("Pulsos Corazon");

    demo.pack();

    RefineryUtilities.centerFrameOnScreen(demo);

    demo.setVisible(true);

}

//***** CLASE OTRO GRAFICO
/*****

SerialPort puertoSerial;

String puerto = "COM85";

```

```
public static int s = 0;

boolean inicializarConexion() {

    puertoSerial = new SerialPort(puerto);

    try {

        puertoSerial.openPort();

        puertoSerial.setParams(115200, 8, 1, 0);

        return true;

    } catch (SerialPortException ex) {

        System.out.println(ex);

        return false;

    }

}

Thread hiloLectura = new Thread(new Runnable() {

    @Override

    public void run() {

        while (true) {

            try {

                String resultado = null;

                resultado = puertoSerial.readString();

                // byte bytes[]= new byte[4];

                // bytes=puertoSerial.readBytes(4);

                // resultado= new String(bytes);

                // Thread.sleep(300);
```

```
        if (resultado != null) {  
            //Se Quitan Los Espacios, Saltos De Linea DelCodigo  
            //Que Fue Leido Desde El Puerto Serial  
            resultado = resultado.replaceAll("\r", "");  
            resultado = resultado.replaceAll("\n", "");  
            resultado = resultado.trim();  
            s++;  
            // System.out.println("leyendo");  
            if (resultado.length() == 5) {  
                metodo(Double.parseDouble(resultado.substring(1,  
resultado.length())));  
                System.out.println(resultado.substring(1, resultado.length()) + "  
aquii");  
                /*Ventana.Serie.add(s,Integer.parseInt(resultado.substring(1,  
resultado.length())));  
                System.out.println(resultado.substring(1, resultado.length()));*/  
            }  
        }  
    } catch (Exception e) {  
    }  
}  
});  
}
```

## BIBLIOGRAFÍA

[1] ELECTROCARDIOGRAFIA.ES, Derivaciones Electrocardiográficas, <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>, fecha de consulta Diciembre 2014.

[2] Grupo de Investigación Biomédica, Electrocardiografía (EKG), <http://www.dalcame.com/ecg.html#.VOt0EfmUd6Y>, fecha de consulta Diciembre 2014.

[3] MikroElektronika, Comunicación Serial, <http://www.mikroe.com/chapters/view/86/libro-de-a-progamacion-de-los-microcontroladores-pic-en-basic-capitulo-3-microcontrolador-pic16f887/#c3v8>, fecha de consulta Enero 2015.

[4] IBM developerWorks, Introducción a programación Java, <https://www.ibm.com/developerworks/ssa/java/newto/>, fecha de consulta Febrero 2014.

[5] Programación en castellano, Introducción a Java, [http://programacion.net/articulo/introduccion\\_a\\_java\\_80/2](http://programacion.net/articulo/introduccion_a_java_80/2), fecha de consulta Febrero 2014.